

**(要約+要約+請求の範囲)**

- (19)【発行国】日本国特許庁(JP)  
 (12)【公報種別】公開特許公報(A)  
 (11)【公開番号】特開平10-272120  
 (43)【公開日】平成10年(1998)10月13日  
 (54)【発明の名称】磁気共鳴システムの磁場を補償する方法  
 (51)【国際特許分類第6版】

A61B 5/055  
 G01R 33/387

**【FI】**

A61B 5/05 341  
 G01N 24/06 520 Y

**【審査請求】未請求****【請求項の数】5****【出願形態】OL****【全頁数】13**

(21)【出願番号】特願平10-209

(22)【出願日】平成10年(1998)1月5日

(31)【優先権主張番号】08/777561

(32)【優先日】1996年12月30日

(33)【優先権主張国】米国(US)

**(71)【出願人】**

【識別番号】390041542

【氏名又は名称】ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ

【氏名又は名称原語表記】GENERAL ELECTRIC COMPANY

【住所又は居所】アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタディ、リバーロード、1番

**(72)【発明者】**

【氏名】クシアオホング・ゾー

【住所又は居所】アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、フランクリン、サウス・ライアン・グリーン・コート、9517番

**(74)【代理人】****【弁理士】**

【氏名又は名称】生沼 徳二

**(57)【要約】**

【課題】渦電流によって誘起される空間的に且つ時間的に変化する磁場を測定すると共に補償することにより、画像の歪み、信号強度の低下、ゴースト、暗影及び渦電流に起因する他のアーティファクトを防止することのできる磁気共鳴システムの磁場を補償する方法を提供する。

【解決手段】校正走査を用いて、テスト・データ・セットを収集し(200)、このテスト・データ・セットから、テスト勾配パルスによって誘起された渦電流を時間的にも空間的にも分解することができる。補償パラメータを算出し、この補償パラメータを用いて、測定された渦電流を相殺する。

**【特許請求の範囲】**

【請求項1】磁気共鳴システムの磁場を補償する方法であって、(a) 1つの極性を有しているテスト勾配パルスを印加し、関心領域に横磁化を発生するためにRF励起パルスを印加し、位相エンコーディング勾配パルスを印加して、前記テスト勾配パルスの印加に続く時間(T)にわたってNMR

**Best Available Copy**

信号を収集すると共に、該NMR信号を時刻 $t_i$ にサンプリングすることをしているパルス・シーケンスを用いて第1の校正データ・セットを収集する工程であって、該パルス・シーケンスは、複数回繰り返され、前記位相エンコーディング勾配パルスは、所定の値を通じて段階的に変化させられる、第1の校正データ・セットを収集する工程と、(b) 印加される前記テスト勾配パルスが反転した極性を有している点以外は工程(a)の記載と同じ方法を用いて第2の校正データ・セットを収集する工程と、(c) 2つの前記校正データ・セットの各々をフーリエ変換して、空間的に且つ時間的に分解された2つのセットの位相画像を発生する工程と、(d) 前記第2のセットの位相画像を、前記第1のセットの位相画像の対応する位相画像から減算して、位相差画像セットを形成する工程と、(e) 該位相差画像に基づいて渦電流補償値を算出する工程と、(f) 後続の走査の間に前記磁気共鳴システムのコイルに対して前記補償値を印加する工程とを備えた磁気共鳴システムの磁場を補償する方法。

【請求項2】工程(e)は、前記位相差画像に基づいて、時間的に且つ空間的に分解された磁場を算出し、算出された該磁場を、時間的に分解された空間的調和関数の係数に分解し、すべての空間的調和関数成分の各々について、渦電流の大きさ及び時定数を抽出して、前記渦電流の大きさ及び時定数に基づいて、前記渦電流補償値を算出することにより実行される請求項1に記載の磁気共鳴システムの磁場を補償する方法。

【請求項3】前記パルス・シーケンスは、前記校正データ・セットを収集している間に、所定の値にわたってそれぞれ段階的に変化する3つの位相エンコーディング勾配パルスを印加することを含んでおり、工程(c)のフーリエ変換は、3次元の位相画像を発生する3次元フーリエ変換である請求項1に記載の磁気共鳴システムの磁場を補償する方法。

【請求項4】工程(a)から工程(d)までを繰り返して、第2のセットの位相差画像を形成するが、このときに前記パルス・シーケンスの位相エンコーディング・パルスとして、異なる軸に沿って位相エンコーディングする位相エンコーディング・パルスを用い、工程(e)は、両方のセットの位相差画像を用いて実行される請求項1に記載の磁気共鳴システムの磁場を補償する方法。

【請求項5】前記セットの位相差画像は、前記サンプリング時刻 $t_i$ の各々についての位相差画像を含んでいる請求項1に記載の磁気共鳴システムの磁場を補償する方法。

## 詳細な説明

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明の分野は、核磁気共鳴イメージングの方法及びシステムである。より具体的には、本発明は、渦電流によって誘起される空間的に且つ時間的に変化する磁場の測定及びこれに続く補償に関する。これらを行うと、画像の歪み、信号強度の低下、ゴースト、暗影(shading)及び渦電流に起因する他のアーティファクトを防止することができる。

## 【0002】

【従来の技術】人体組織のような物体が均一の磁場(分極磁場 $B_0$ )にさらされるときに、組織内のスピンの個々の磁気モーメントは、この分極磁場に沿って整列しようとするが、各スピン固有のラーモア周波数において乱雑な状態で磁場の周りを歳差運動する。物体、即ち組織が、 $x-y$ 平面内に存在すると共にラーモア周波数に近い磁場(励起磁場 $B_1$ )にさらされると、正味の整列磁気モーメント $M_z$ は、 $x-y$ 平面に向かって回転する、即ち「傾斜する」ことが可能であって、その結果、正味の横(方向)磁気モーメント $M_y$ を発生する。励起したスピンによって信号が放出され、励起信号 $B_1$ を停止させた後に、この信号を受信すると共に処理して画像を形成することができる。

【0003】イメージング及び多くの局在化スペクトロスコーピ技術に対して磁気共鳴を応用するときには、特定の領域を選択的に励起すると共にNMR信号内の空間情報をエンコーディングする線形の磁場勾配の使用に依存する。NMR実験の際には、特別に選択された時間的変動を有する磁場勾配波形が用いられる。従って、理想的な磁場勾配波形の印加から少しでも逸脱すると、画像の歪み、強度の低下、ゴースト及びその他のアーティファクトが導入されるものと予期される。例えば、選択的時間反転パルス(即ち、 $180^\circ$  時間反転RFパルスの使用)の最中に磁場勾配が一定でなければ、核スピンのリフェージング(再位相合わせ)が不完全になり、これに伴って信号が低下する。この影響は、後のマルチ・エコー(Carr-Purcell-Mieboom-Gill)・シーケンスのスピン・エコーに組み込まれる。加えて、磁場勾配がゼロでなければならぬときに(勾配パルスの停止後の残留減衰に起因して)ゼロでなければ、意図しない位相分散によって、化学シフト画像(CSI)シーケンスでのスペクトルが歪み、又、マルチ・エコー・シーケンスでのスピン・スピン緩和時間( $T_2$ )の決定が不正確になるおそれがある。このように、当業者は、時間変化する磁場勾配を発生する際の精度にとりわけ関心を寄せている。

【0004】磁場勾配の発生時の歪みは、勾配磁場が、(マグネットが超伝導設計である場合ならば)分極マグネットのクライオスタットのような分極マグネット内の減衰性構造体、シム・コイル系、又はRFコイルから勾配コイルを切り離すのに用いられるRFシールドと結合すると生じ得る。勾配の歪みは、これら周囲の構造体内の電流の誘起に由来し、又、シム・コイルにおけるエネルギーの損失に由来する。これらの誘起電流は渦電流として知られている。渦電流によって、典型的には、勾配コイルに台形(trapezoid)の電流パルスを印加している最中には磁場勾配の指数関数的な増大が、又、電流の印加後には磁場勾配の指数関数的な減衰が観測される。

【0005】米国特許第4, 698, 591号「磁場勾配の渦電流を補償する方法」("A Method for Magnetic Field Gradient Eddy Current Compensation)には、勾配の電源内にアナログ・プリエンファシス・フィルタを用いて、渦電流によって誘起される勾配磁場の歪みが減少されるような方式で勾配コイルに印加される電流の形状を形成する方法が開示されている。このフィルタは、多数の指数関数的な減衰成分と、調整可能なポテンシオメータとを含んでおり、ポテンシオメータは、システム校正の間に設定されなければならない。システム校正に先立って、無修正の磁場勾配のインパルス応答を測定し、次いで、プリエンファシス・フィルタ向けのポテンシオメータの設定を算出するという測定手法が用いられている。

【0006】このような線形磁場勾配の補償によってMRシステムの性能は向上するが、パルス状の線形磁場勾配を印加する結果として磁場の歪みは依然として生じることが見出されている。より明確に述べると、測定値の示すところによれば、磁場勾配パルスによって誘起される渦電流は、不要な線形磁場勾配を発生するのみならず、空間的に均一な分極磁場 $B_0$ に時間的な変動を発生させる。即ち、磁場勾配パルスが原因となって、分極磁場 $B_0$ の大きさに偽の変化が生ずるのである。米国特許第4, 950, 994号に記載されているように、渦電流によって誘起される $B_0$  磁場の変化を測定すると共に補償するための諸手法が開発されてきた。

## 【0007】

【発明が解決しようとする課題】渦電流によって発生される磁場は、その時間的且つ空間的な依存性のため複雑化している現象である。この問題を単純化するために、渦電流の測定及び補償を行う従来の補正方法では、米国特許第4,698,591号及び同第4,950,994号で説明されているように、空間的依存性が0次(即ち、均一な分極磁場 $B_0$ )及び1次(即ち、線形磁場勾配)のみに限定されているものと仮定している。渦電流によって誘起される磁場のうち、これらよりも高次の空間的依存性(2次、3次等)は補償されないままとなり、残留の画像アーティファクト及びスペクトルスコーピの質の低下を招いている。米国特許第4,591,789号に記載されているように、形状の歪み等の画質の問題のいくつかを扱う諸方法が開発されているが、ゴースト、暗影、強度の低下、スペクトルのシフト及び位相誤差を含めた他の問題は依然として残されている。

## 【0008】

【課題を解決するための手段】本発明は、渦電流によって誘起される磁場の歪みを測定すると共に補償するのに用いられる従来法の改良である。これを行うと、上述した画像及びスペクトルの質の問題がいずれも解消されるか又は大幅に減少する。より明確に述べると、本発明は、勾配パルスの印加によって生ずる渦電流の変動を空間的に且つ時間的に分解する方法を含んでいる。一連の位相画像が形成され、これらの位相画像から、渦電流によって発生されており、空間的に且つ時間的に分解された磁場が算出される。ここから、空間的に分解された渦電流成分の大きさと時定数とを算出することができ、これを後続の走査に用いて、さもなければ発生していた歪みを補正することができる。

【0009】本発明の目的は、勾配パルスによって発生される渦電流の空間的且つ時間的な変動を測定することにある。これを行うには、較正パルス・シーケンスを用いて較正走査を実行する。較正パルス・シーケンスはテスト勾配 $G_{test}$ で開始し、続いて、最適な傾斜角度(即ち、エルンスト角度)を有する非選択的RFパルスを印加する。RFパルスによって誘起されるFID(自由誘導減衰信号)が、位相エンコーディング勾配を用いて(ファントムの形状に応じて)1次元、2次元又は3次元で空間エンコーディングされる。空間エンコーディングの後にも、FID信号は、渦電流によって発生される時間変化する磁場の存在下での歳差を続けている。従って、渦電流の時間的挙動も又、FID信号内にエンコーディングされている。位相エンコーディング勾配を用いているので、時間変化する磁場は、 $G_{test}$ 勾配及び位相エンコーディング勾配の両方によって生ずる渦電流に起因するものとなる。後者からの影響を除去し、又、静的な $B_0$ 磁場の不均一性の影響を除去するために、上述のパルス・シーケンスが反復されるが、このときにはテスト勾配の極性を反転して $-G_{test}$ とする。

【0010】この方法によって発生される2つのFID信号を、 $S_+(k_x, k_y, k_z, t_i)$ 及び $S_-(k_x, k_y, k_z, t_i)$ と表すことができる。ここで、 $t_i$ はFID信号の離散的な時間点( $i=1, 2, \dots, N$ )を表しており、他の3つのパラメータは空間周波数である。 $k_x$ 、 $k_y$ 及び $k_z$ を変数として $S_+$ 及び $S_-$ に対して多次元の高速フーリエ変換(FFT)を行うと、時間で分解された2つのセットの複素画像 $I_+(x, y, z, t_i)$ 及び $I_-(x, y, z, t_i)$ が形成される。これらの複素画像は、容易に位相画像 $\phi_+(x, y, z, t_i)$ 及び $\phi_-(x, y, z, t_i)$ に変換され得る。位相エンコーディング勾配によって生じた渦電流の影響を、静的な $B_0$ 磁場の不均一性の影響と共に除去するために、この2つのセットの位相画像を減算すると、テスト勾配によって発生されている渦電流に直接的に関係付けられる1つのセットの位相差画像が形成される。即ち、 $\phi(x, y, z, t_i) = [\phi_+(x, y, z, t_i) - \phi_-(x, y, z, t_i)]/2$ とする。 $\phi(x, y, z, t_i)$ の時間導関数から、渦電流に起因する時間的に且つ空間的に分解された磁場 $B(x, y, z, t_i)$ が得られる。 $B$ を球面調和関数分解すると、一連の時間点 $t_i$ における渦電流によって誘起された磁場の空間分布が得られる。続いて、時間を横軸として調和関数の係数を指数曲線フィッティング(fitting)で求めると、適正な補償を行うための空間的に分解された渦電流成分の大きさ及び時定数が得られる。

## 【0011】

【実施例】先ず、図1について説明する。同図には、本発明を組み込んだ好適なMRIシステムの主要な構成要素が示されている。システムの動作は、キーボード及び制御パネル102と、ディスプレイ104とを含んでいるオペレータ・コンソール100から制御される。コンソール100はリンク116を

介して、独立した計算機システム107と交信しており、計算機システム107は、オペレータがスクリーン104上での画像の形成及び表示を制御することを可能にしている。計算機システム107は、バックプレーンを介して互いに交信しているいくつかのモジュールを含んでいる。これらのモジュールは、画像プロセッサ・モジュール106と、CPUモジュール108と、画像データ配列を記憶するフレーム・バッファとして当業界で知られているメモリ・モジュール113とを含んでいる。計算機システム107は、画像データ及びプログラムを記憶するためのディスク記憶装置111及びテープ・ドライブ112に結合されていると共に、高速シリアル・リンク115を介して別個のシステム制御部122と交信している。

【0012】システム制御部122は、バックプレーン118によってまとめて接続された一組のモジュールを含んでいる。これらのモジュールは、CPUモジュール119と、パルス発生器モジュール121とを含んでおり、パルス発生器モジュール121は、シリアル・リンク125を介してオペレータ・コンソール100に接続している。リンク125を介して、システム制御部122は実行されるべき走査シーケンスを指示する命令(コマンド)をオペレータから受け取る。パルス発生器モジュール121は、システムの構成要素を動作させて、所望の走査シーケンスを実行する。モジュール121は、発生されるべきRFパルスのタイミング、強度及び形状、並びにデータ収集ウィンドウのタイミング及び長さを指示するデータを発生する。パルス発生器モジュール121は、一組の勾配増幅器127に接続しており、走査中に発生される勾配パルスのタイミング及び形状を指示する。パルス発生器モジュール121は又、患者に接続されたいくつかの異なるセンサからの信号、例えば電極からの心電図(ECG)信号又はベローズからの呼吸信号を受信する生理学データ収集制御装置129から患者のデータを受信する。最後になるが、パルス発生器モジュール121は、走査室インタフェイス回路133に接続しており、走査室インタフェイス回路133は、患者及びマグネットの状態に関連した様々なセンサからの信号を受信する。走査室インタフェイス回路133を介して、患者位置決めシステム134も又、走査に望ましい位置に患者を移動させるための命令を受信する。

【0013】パルス発生器モジュール121によって発生された勾配波形は、 $G_x$  増幅器と、 $G_y$  増幅器と、 $G_z$  増幅器とで構成されている勾配増幅器システム127に印加される。各々の勾配増幅器

は、全体的に参照番号139で示すアセンブリ内の対応する勾配コイルを励起して、収集される信号を位置エンコーディングするのに用いられる線形磁場勾配を発生する。勾配コイル・アセンブリ139は、分極マグネット140と全身型RFコイル152とを含んでいるマグネット・アセンブリ141の一部を形成している。システム制御部122内の送受信器モジュール150がパルスを発生し、これらのパルスは、RF増幅器151によって増幅されると共に、送信／受信(T/R)スイッチ154によってRFコイル152に結合される。患者内の励起核によって放出される結果として生ずる信号は、同じRFコイル152によって検知され、送信／受信スイッチ154を介して前置増幅器153に結合されることができる。増幅されたNMR信号は、送受信器150の受信器部において復調され、濾波されると共にデジタル化される。送信／受信スイッチ154は、パルス発生器モジュール121からの信号によって制御されて、送信モード中にはRF増幅器151をコイル152に電氣的に接続し、受信モード中には前置増幅器153をコイル152に電氣的に接続する。送信／受信スイッチ154は又、送信モード又は受信モードのいずれの場合にも、分離型RFコイル(例えば、頭部コイル又は表面コイル)を用いることを可能にしている。

【0014】RFコイル152によって捕えられたNMR信号は、送受信器モジュール150によってデジタル化されて、システム制御部122内のメモリ・モジュール160へ転送される。走査が完了してデータ配列全体がメモリ・モジュール160内に収集されたときに、アレイ・プロセッサ161が動作して、このデータを画像データ配列へフーリエ変換する。この画像データは、シリアル・リンク115を介して計算機システム107へ伝送されて、ここでディスク・メモリ111に記憶される。オペレータ・コンソール100から受信された命令にตอบสนองして、この画像データを外部のドライブ112に保管してもよいし、又は、後に詳しく述べるが、画像プロセッサ106によって更に処理してオペレータ・コンソール100へ伝送すると共にディスプレイ104に表示してもよい。

【0015】送受信器150に関するより詳細な記載については、米国特許第4,952,877号及び同第4,992,736号がここに参照されるべきものである。本発明は、図1のMRIシステムに対して、印加される磁場勾配パルスによって発生される渦電流を測定する試験を周期的に行うことを可能にするものである。結果として得られる空間的且つ時間的な渦電流に関する情報から、分極マグネット140の一部を形成しているシム・コイル(図示されていない)に対して、及び勾配コイル139自体に対して、相殺電流を印加することができる。この渦電流補償は、1990年8月21日に付与された米国特許第4,950,994号「勾配磁場及び分極磁場の補償」(Gradient and Polarizing

Field Compensation”)に記載されており、本特許はここに参照されるものである。

【0016】図2を詳細に説明する。校正走査が実行されており、この走査でテスト・データが収集される。この走査では、水を満たした球状のファントムを用いて磁化率の影響を最小化することができる。ファントムの寸法は、名目(ノミナル)のイメージング空間(例えば、23cm~30cm)を占有するように選択されており、ファントム内に収容されている水を $\text{Cu}^{2+}$ 等の常磁性のイオンでドーピングして、 $T_1$ 緩和時間を短縮している。処理ブロック200によって示すように、第1の工程は、図3に示すパルス・シーケンスを用いた校正データ・セットの収集である。このときには、正のテスト勾配パルス202を用いる。関心領域(ROI)の全体にわたる横磁化を発生するために、非選択的RF励起パルス204を印加し、次いで、3つの独立した位相エンコーディング勾配パルス206、208及び210を印加して、x軸、y軸及びz軸のそれぞれに沿ってFID信号212を位相エンコーディングする。FID信号212は、時刻 $t_i$ に、ファントム内に収容されている水の $T_2$ によって決定される時間にわたってサンプリングされる。 $T_2$ が短い場合には、RFパルスをテスト勾配から遠くなる方向にシフトさせることができ、そして、FIDの収集を図8に示すように様々なシフト時間間隔で多数回繰り返してもよい。次いで、このようにして得られた1つのセットのFIDを連結して、より長い時間を網羅する単一のFIDを形成する。FID(又はFIDのセット)の収集を繰り返すと共に位相エンコーディング勾配206、208及び210を複数の値を通じて段階的に変化させて、3次元のk空間をサンプリングする。すると、4次元のNMRデータ・セット $S_+(k_x, k_y, k_z, t_i)$ が発生される。好ましい実施例では、k空間は、 $k_x$ 軸に沿って16回~32回、 $k_y$ 軸に沿って16回~32回、 $k_z$ 軸に沿って16回~32回サンプリングされる。

【0017】校正走査の目的は、FID信号212に対するテスト勾配パルス202の影響を測定することにある。しかしながら、位相エンコーディング勾配パルス206、208及び210も渦電流を誘起するので、FID信号212に対するこれらの影響を、静的な $B_0$ 磁場の不均一性の影響と共に相殺しなければならない。処理ブロック216によって示すように、これを達成するために、図3のパルス・シーケンスを用いた校正走査を反復するが、このとき、極性の反転したテスト勾配パルス220を用いる。その結果、第2のNMRデータ・セット $S_-(k_x, k_y, k_z, t_i)$ が発生される。処理ブロック222に示すように、2つのデータ・セット $S_+$ 及び $S_-$ は、 $k_x$ 、 $k_y$ 及び $k_z$ を変数として各々の時間点 $t_i$ において別個にフーリエ変換される。この演算は、時間で分解された2つのセットの画像 $I_+(x, y, z, t_i)$ 及び $I_-(x, y, z, t_i)$ を発生する。これらの時間で分解された画像は実際には複素画像であり、各々の画像は実数部Uと虚数部Vを含んでいる。処理ブロック224に示す次の工程は、これらの複素画像を対応する位相画像に変換するものである。即ち、 $\phi_+(x, y, z, t_i)$

$$= \tan^{-1}[V_+(x, y, z, t_i)/U_+(x, y, z, t_i)]$$

(1a)

$$\phi_-(x, y, z, t_i)$$

$$= \tan^{-1}[V_-(x, y, z, t_i)/U_-(x, y, z, t_i)]$$

(1b)

次いで、処理ブロック226で、反転した勾配極性に対応しているこれら2つのセット(組)の位相画像を互いに減算して、位相エンコーディング勾配によって生じた渦電流の影響を除去すると共に、静的な磁場の不均一性をも除去する。

【0018】

$$\phi(x, y, z, t_i)$$

$$= [\phi_+(x, y, z, t_i) - \phi_-(x, y, z, t_i)] / 2 \quad (2)$$

これにより、テスト勾配 $G_{\text{test}}$ によって発生された渦電流に関係付けられる値を有する新たな1つのセットの位相差画像が得られる。引き続き図2を見ると、処理ブロック228に示す次の工程は、渦電流によって発生されている時間で分解された磁場 $B(x, y, z, t_i)$ を算出するものである。これを行うには、位相画像 $\phi(x, y, z, t_i)$ の時間導関数を求める。

【0019】

$$B_{t_i}(x, y, z)$$



$$= [\phi(x, y, z, t_{i+1}) - \phi(x, y, z, t_i)] / \gamma(t_{i+1} - t_i) \quad (3)$$

ここで、 $(t_{i+1} - t_i)$  はFID信号のサンプリング時間間隔であり、 $\gamma$  は磁気回転比である。任意の所与の時刻 $t_i$ において、渦電流によって誘起される磁場 $B_{ti}(x, y, z)$ を球面調和関数の和として表すことができる。

【0020】

【数1】

$$B_{ti}(x, y, z) = \sum_{m=-n}^n \sum_{n=0}^{\infty} r^n P_{mn}(\cos \theta) [C_{mn, ti} \cos m\phi + D_{mn, ti} \sin m\phi] \quad (4)$$

【0021】ここで、 $C_{mn, ti}$  及び  $D_{mn, ti}$  は定数であり、 $P_{mn}$  は関連するルジャンドル関数であり、 $r$ 、 $\theta$  及び  $\phi$  は極座標であって、以下の式によってデカルト座標 $x$ 、 $y$  及び  $z$  に関係付けられる。

$$x = r \sin \theta \cos \phi \quad (5a)$$

$$y = r \sin \theta \sin \phi \quad (5b)$$

$$z = r \cos \theta \quad (5c)$$

Chen 及び Hoult によって記載されたような公知の球面調和関数分解手法(『生物医学における磁気共鳴テクノロジー』("Biomedical Magnetic Resonance Technology"), C-N Chen 及び D.I. Hoult, ロンドン、Institute of Physics Publishing, 1989年)を用いて、式(4)を更に以下のように表すことができる。

【0022】

$$B_{ti}(x, y, z)$$

$$= \zeta_{00, ti} + \zeta_{10, ti} z + \zeta_{11, ti} x + \zeta_{12, ti} y + \zeta_{20, ti} z^2 + \zeta_{21, ti} (x^2 - y^2) + \zeta_{22, ti} xy + \zeta_{23, ti} yz + \zeta_{24, ti} zx + \zeta_{30, ti} z^3 + \dots$$

ここで、球面調和関数の係数 $\zeta_{pq, ti}$ の最初の下付き文字 $p$ は空間依存性の次数を示しており、第2の下付き文字は所与の空間次数 $p$ についての $q$ 番目の成分を表しており、最後の下付き文字は各係数の時間依存性を示している。所与の空間次数 $p$ についての成分の総数は、 $p+1$ であることがわかる。

【0023】処理ブロック230で、それぞれ別個の時間点 $t_i$  ( $i=1, 2, \dots, N$ )について、同じ球面分解処理を $N$ 回繰り返す。このようにして得られた完全な1つのセットの係数を、 $\zeta_{pq}(t_i)$ と表すことができる。Jehenson 等(P. Jehenson, M. Westphal 及び N. Schuff, J. Magn. Reson. 誌, 第90号, 第264頁～第278頁, 1990年)によると、時間に依存する各々の係数 $\zeta_{pq}(t_i)$ は、以下の式によって渦電流の大きさ $\alpha_{pqj}$ 及び時定数 $\tau_{pqj}$ に関係付けられる。

【0024】

【数2】

$$\zeta_{pq}(t) = r \int_0^t \lambda_{pq}(t') dt' \quad (7a)$$

$$\lambda_{pq}(t) = \sum_j \alpha_{pqj} e^{-t/\tau_{pqj}} * \frac{dG_{resj}}{dt} \quad (7b)$$

【0025】ここで、「\*」は畳み込み演算を表しており、 $j$  は $j$ 番目の渦電流成分を表している。最後の工程は、処理ブロック232によって示すように、空間的に分解された渦電流の大きさ $\alpha_{pqj}$ 及び時定数 $\tau_{pqj}$ を算出して、補償電流を勾配コイル139及び分極磁場コイル140内のシム・コイルに対して印加し得るようになるものである。これを行うには先ず、式(7)の畳み込み演算及び積分を解析的に実行し、続いて、時間を横軸として調和関数の係数を指数曲線フィッティングで求める。多元

指数関数フィッティングを行う  $c_{pq}(t)$  から  $c_{pqj}$  及び  $t_{pqj}$  を抽出する方法の詳細については、米国特許第4, 698, 591号及び同第4, 950, 994号に記載があり、これらの特許はここに参照されるべきものである。

【0026】図2及び図3を参照しながら上述した本発明の3次元における実現方法は、最も一般化されており、最も正確な実現方法である。この方法は、勾配磁場の任意の高次の空間的変動に対する補償を可能にする。しかしながら、3次元におけるこの実現方法を完全に実行すると、完了までに相当な時間を要する。例えば、上述の方法は、3次元における実現方法を用いて4次の変動までについてMRIシステムを較正するのに約2時間を要する。

【0027】本発明のもう1つの教示は、勾配磁場の2番目の次数の空間的変動、即ち「2次」(quadratic)の空間的変動を3つの1次元テスト走査を用いて測定することができるというものである。3つのテスト走査のすべてについて、図4に示すパルス・シーケンスを用いる。このパルス・シーケンスは、前述した3次元パルス・シーケンスと同じものであるが、単一の位相エンコーディング・パルス240のみが用いられている点異なる。但しその結果として、この第2の実施例を用いた較正処理が完了までに要求するのは、近似的に15分間である。

【0028】図5に示すように、第1の1次元収集では、水で満たされておりz軸に沿ってMRIシステムを中心に配置されている細いロッド242を用いている。図4のパルス・シーケンスにおいて  $G_z$  位相エンコーディングを用いて、それぞれ正の  $G_{test}$  及び負の  $G_{test}$  に対応している一対の画像セット  $I_{1,+}(z, t_1)$  及び  $I_{1,-}(z, t_1)$  を前述と同じ一連の工程を用いて収集し形成する。次いで、式(1)～式(3)を用いて、 $I_{1,+}(z, t_1)$  及び  $I_{1,-}(z, t_1)$  を磁場マップ  $B_1(z, t_1)$  に変換することができる。任意の所与の時刻  $t_1$  において、 $B_1(z, t_1)$  を帯域球面調和関数の和として表すことができる。この関数は、 $m=0$  として式(4)から誘導することができる。

【0029】

【数3】

$$B_{1,t_1}(z) = \sum_{n=0}^{\infty} \eta_{n,t_1} z^n \quad (8)$$

【0030】zを横軸として単純な多項式フィッティングを行うと、すべての帯域球面調和関数の係数  $\eta_{n,t_1}$  が得られる。すべての時間点について同じ工程を繰り返すならば、 $\eta_{n,t_1}$  から成る1つの集合を得ることができる。これを  $\eta_n(t_1)$  と表す。 $\eta_n(t_1)$  を式(7)にフィッティングさせることにより、すべての帯域球面調和関数の成分の各々について渦電流の大きさ及び時定数を抽出することができる。渦電流の大きさ及び時定数が既知になれば、米国特許第4, 698, 591号及び同第4, 590, 994号に記載された方法を用いて、z勾配コイルに対して、及び  $z^2, z^2, \dots, z^n$  といったより高次のシムを行うコイルに対して、補償電流を印加することができる。

【0031】第2の1次元較正走査では、図6に示すファントム244を用いる。このファントム244は、z軸を中心として、システムの等価中心(isocenter)の箇所でx-y平面内に配向しているリングの周りに配置された32個から64個の小さな水サンプルを含んでいる。これらのサンプルは、各サンプルのx軸への投影(又は代替的にはy軸への投影)がx軸に沿って等間隔で配置されるように、リング244の周囲に隔設されている。図4のパルス・シーケンスを用いた第2のテスト走査が、 $G_x$  位相エンコーディング勾配(又は代替的には  $G_y$  位相エンコーディング勾配)を用いて実行されて、それぞれ正の  $G_{test}$  及び負の  $G_{test}$  に対応している第2の一対の較正データ・セット  $I_{2,+}(P_x(x, y), t_1)$  及び  $I_{2,-}(P_x(x, y), t_1)$  を発生する。これらの式で、 $P_x(x, y)$  はx方向に沿ったファントムの投影を表している。式(4)に従って、これら2つのデータ・セットから得られる所与の時刻  $t_1$  における磁場マップを以下のように表すことができる。

【0032】

【数4】

$$B_{2,t_1}(x, y) = \sum_{m=-n}^n \sum_{n=0}^{\infty} R^n P_{mn} \left( \cos \frac{\pi}{2} \right) [C_{mn,t_1} \cos m\phi + D_{mn,t_1} \sin m\phi] \quad (9)$$



【0033】ここで、 $R$ は図6のリング244の半径である。 $m=1$ に対応する成分について、以下の式が得られる。

$$b_{2,ti,m=1} = [C_{11,ti} R - (3/2) C_{13,ti} R^3 + \dots] \cos \varphi + [D_{11,ti} R - (3/2) D_{13,ti} R^3 + \dots] \sin \varphi = \alpha_{1,ti} \cos \varphi + \beta_{1,ti} \sin \varphi \quad (10)$$

$B_{2,ti}(x, y)$ のフーリエ変換の第1の調和関数における実数部及び虚数部から、係数 $\alpha_{1,ti}$ 及び $\beta_{1,ti}$ を得ることができる。 $\cos \varphi = x/R$ であり、 $\sin \varphi = y/R$ であるので、 $\alpha_{1,ti}$ 及び $\beta_{1,ti}$ を $R$ で除算すると、それぞれ $x$ 及び $y$ についての調和関数の係数が発生される。同様に、 $m=2$ に対応する $B_{2,ti}(x, y)$ の成分は、以下の式で与えられる。

【0034】

$$b_{2,ti,m=2} = [3C_{22,ti} R^2 - (15/2) C_{24,ti} R^4 + \dots] \times \cos 2\varphi + [3D_{22,ti} R^2 - (15/2) D_{24,ti} R^4 + \dots] \times \sin 2\varphi = \alpha_{2,ti} \cos 2\varphi + \beta_{2,ti} \sin 2\varphi \quad (11)$$

$B_{2,ti}(x, y)$ のフーリエ変換の第2の調和関数における実数部及び虚数部から、係数 $\alpha_{2,ti}$ 及び $\beta_{2,ti}$ を得ることができる。 $\cos 2\varphi = (x^2 - y^2)/R^2$ であり、 $\sin 2\varphi = 2xy/R^2$ であるので、 $\alpha_{2,ti}$ 及び $\beta_{2,ti}$ をそれぞれ $R^2$ 及び $R^2/2$ で除算すると、 $(x^2 - y^2)$ 及び $xy$ についての調和関数の係数が得られる。この方法を用いて、より高次のいくつかの調和関数を求めることもできる。

【0035】すべての時間点についてすべての調和関数の係数を得た後に、曲線フィッティングによって、対応する渦電流の大きさ及び時定数を抽出することができ、 $x$ 勾配コイル及び $y$ 勾配コイル、並びに $xy$ シム・コイル及び $x^2 - y^2$ シム・コイルに対して補償電流を印加することができる。これらについては前述した通りである。

【0036】第3のテスト走査では、同じファントム・リング244を用いるが、リング244は図7に示すように配置し直されている。より明確に述べると、ファントム・リング244は、 $z$ 軸に沿って $xy$ 平面から遠くなる方向に並進させられている。次いで、第2の較正データ・セットを発生するために用いられたものと正確に同じテスト走査を繰り返す。このようにして第3の一对の較正データ・セット $I_{3,+}$  ( $P_x(x, y), t_i$ ) 及び  $I_{3,-}$  ( $P_x(x, y), t_i$ ) が発生され、これらを用いて、2次の調和関数の項の残余である $yz$ 及び $zx$ を算出する。 $I_{3,+}$  及び  $I_{3,-}$  から得られる磁場マップは、以下の式で表される。

【0037】

【数5】

$$B_{3,ti}(x, y) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=0}^{\infty} r_0^n P_{mn}(\theta_0) [C_{mn,ti} \cos n\phi + D_{mn,ti} \sin n\phi]$$

(12)

【0038】ここで、 $r_0$  及び  $\theta_0$  は図7に示されている。 $B_{3,ti}$ に対してフーリエ変換を実行すると、第1のフーリエ調和関数に対する実数及び虚数のフーリエ係数は以下ようになる。

$$\alpha_{3,ti} = C_{11,ti} r_0 \sin \theta_0 + (3/2) C_{12,ti} r_0^2 \sin 2\theta_0 \dots \quad (13a)$$

$$\beta_{3,ti} = D_{11,ti} r_0 \sin \theta_0 + (3/2) D_{12,ti} r_0^2 \sin 2\theta_0 \dots \quad (13b)$$

2次よりも高次の項を無視すると、式(10)及び式(13)から、以下の式が得られる。

【0039】

$$C_{12,ti} = 2(\alpha_{3,ti} R - \alpha_{1,ti} r_0 \sin \theta_0) / 3r_0^2 \sin 2\theta_0 \quad (14a)$$

$$D_{12,ti} = 2(\beta_{3,ti} R - \beta_{1,ti} r_0 \sin \theta_0) / 3r_0^2 \sin 2\theta_0 \quad (14b)$$

式(4)から、 $3C_{12,u}$  及び  $3D_{12,u}$  が、それぞれ  $xz$  及び  $yz$  についての調和関数の係数と等しいことがわかる。前述と同様に、各々の調和関数の係数について時間に関して曲線フィッティングを行うと、渦電流の大きさ及び時定数が得られる。渦電流の大きさ及び時定数が既知になれば、 $xz$  シム・コイル及び  $yz$  シム・コイルに対して電流を供給することにより、空間的渦電流成分  $xz$  及び  $yz$  を補償することができる。このようにして、空間的に変化する2次までの渦電流を、3つの別個の1次元校正走査を用いて測定することができ、続いて、対応する  $B_0$ 、3つの線形勾配及び5つの2次シム・コイルに対して電流を供給することにより補償することができる。

【0040】本発明を用いると、純然たる位相エンコーディング手法を用いて、空間的に分解された渦電流の時間平均ビューではなく真の「スナップ・ショット」をそれぞれ表している一連の画像が形成される。このようにして、渦電流測定の時間分解能が従来の方法よりも格段に向上すると共に、より正確なより高次の補償電流を算出することができる。

## 図の説明

## 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を用いたMRIシステムのブロック図である。

【図2】本発明の好ましい実施例を遂行するために図1のMRIシステムによって実行されるプログラムの流れ図である。

【図3】図1のMRIシステムによって実行される3次元校正パルス・シーケンスのグラフ図である。

【図4】図1のMRIシステムによって実行される代替的な1次元校正パルス・シーケンスのグラフ図である。

【図5】図4の校正パルス・シーケンスと共に用いられる第1のファントムの概略図である。

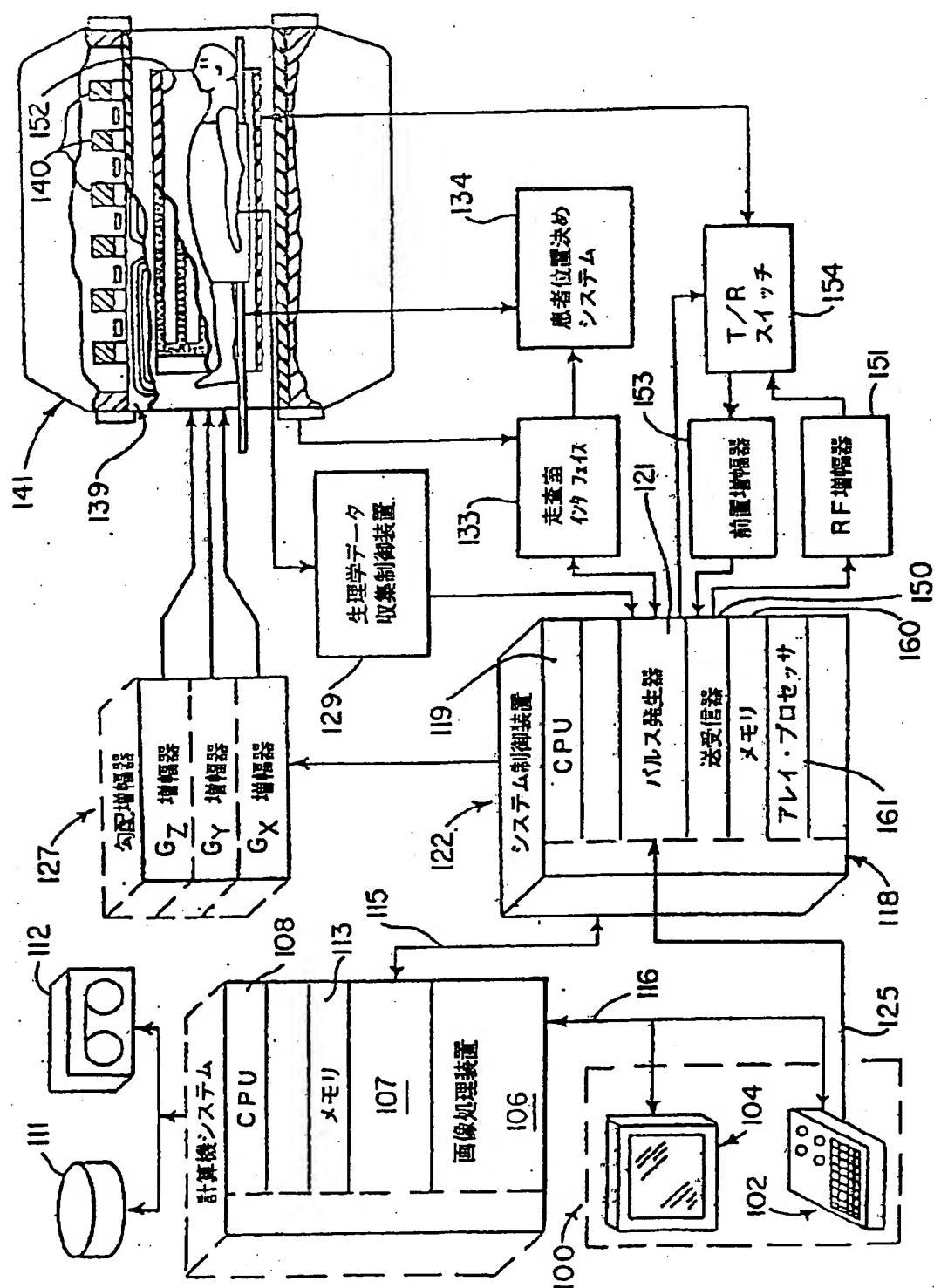
【図6】図4の校正パルス・シーケンスと共に用いられる第2のファントムの概略図である。

【図7】図4のパルス・シーケンスと共に用いられるときに異なる位置に設けられる第2のファントムの概略図である。

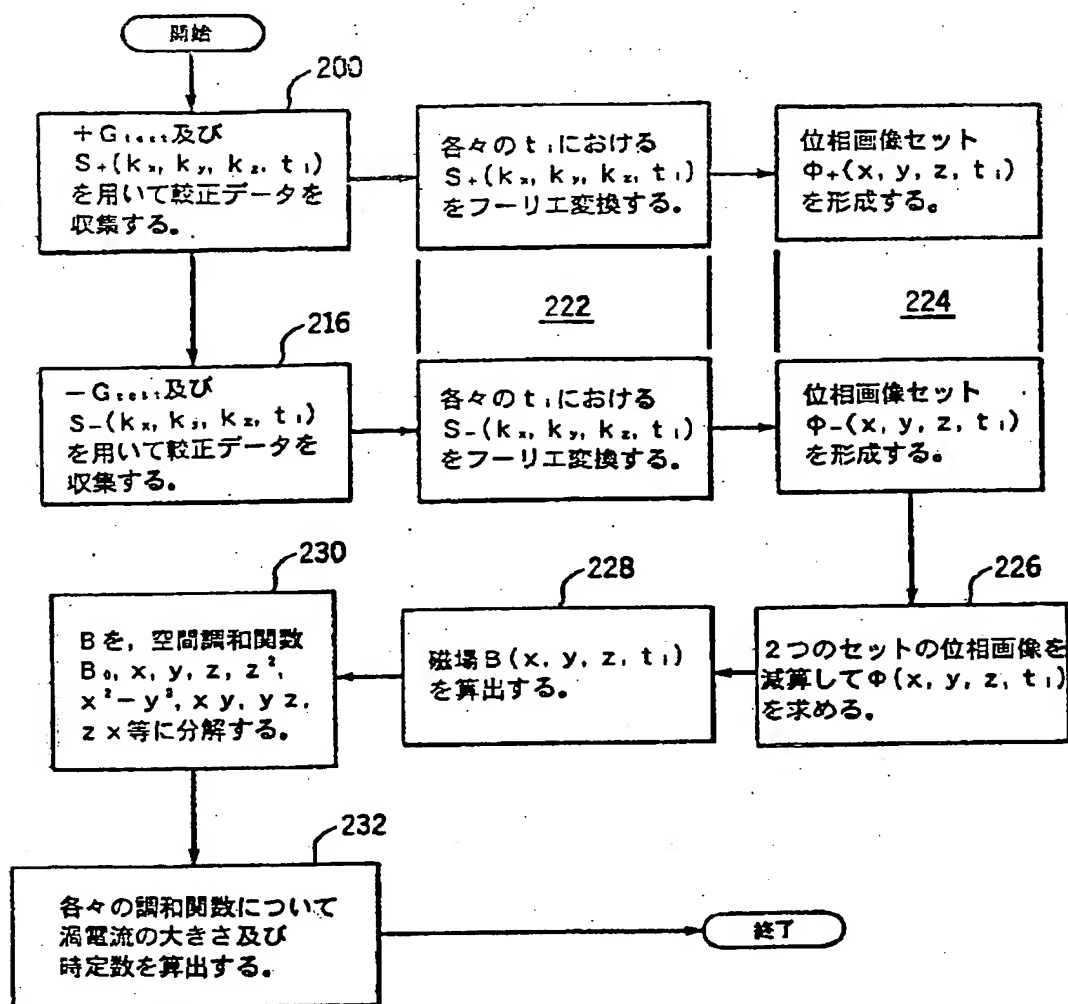
【図8】本発明を実施するのに用いられる代替的な校正パルス・シーケンスのグラフ図である。

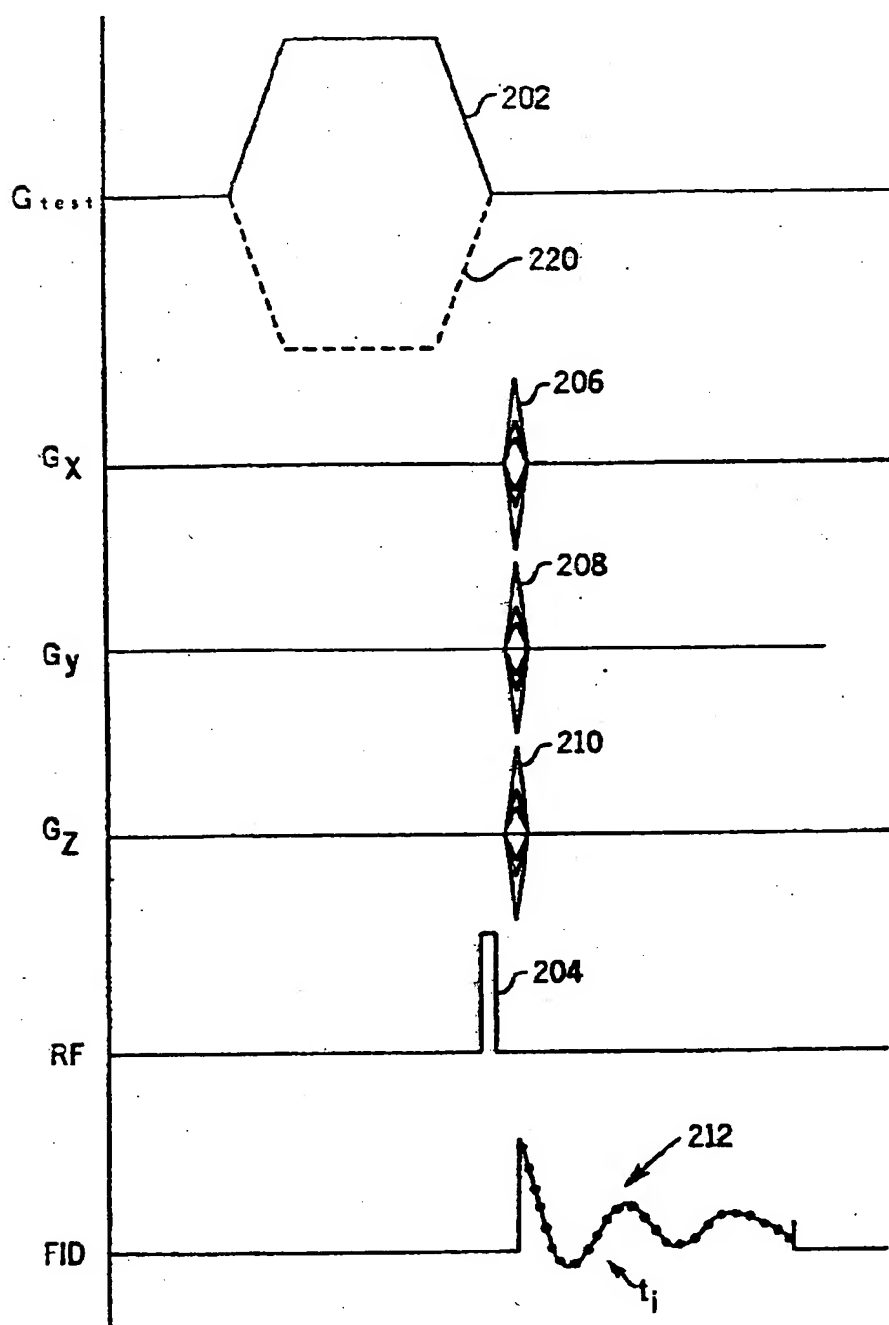
## 【符号の説明】

- 100 オペレータ・コンソール
- 102 キーボード及び制御パネル
- 104 ディスプレイ
- 106 画像処理装置
- 107 計算機システム
- 108、119 CPUモジュール
- 111 ディスク記憶装置
- 112 テープ・ドライブ
- 113、160 メモリ・モジュール
- 115 高速シリアル・リンク
- 116 リンク
- 118 バックプレーン
- 121 パルス発生器モジュール
- 122 システム制御部
- 125 シリアル・リンク
- 127 勾配増幅器
- 129 生理学データ収集制御装置
- 133 走査室インタフェイス回路
- 134 患者位置決めシステム
- 139 勾配コイル・アセンブリ
- 140 分極マグネット
- 141 マグネット・アセンブリ
- 150 送受信器
- 151 RF増幅器
- 152 全身型RFコイル
- 153 前置増幅器
- 154 送信／受信(T/R)スイッチ
- 161 アレイ・プロセッサ
- 202 正のテスト勾配パルス
- 204 非選択的RF励起パルス
- 206、208、210 位相エンコーディング勾配パルス
- 212 FID信号
- 220 負のテスト勾配パルス
- 240 単一の位相エンコーディング・パルス
- 242 細いロッド
- 244 ファントム

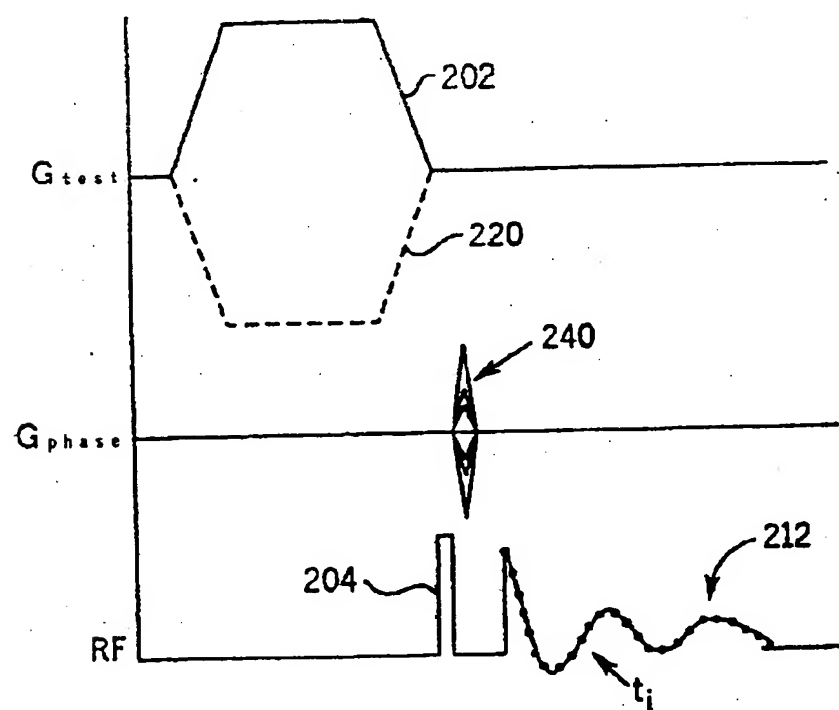


図面選択 図2

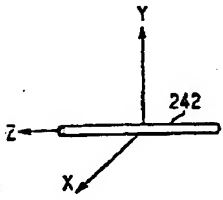




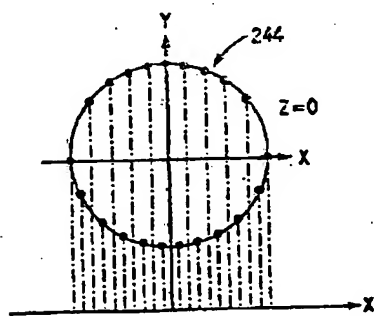


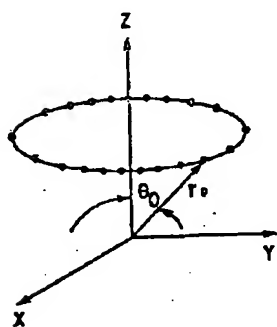


図面選択 図5

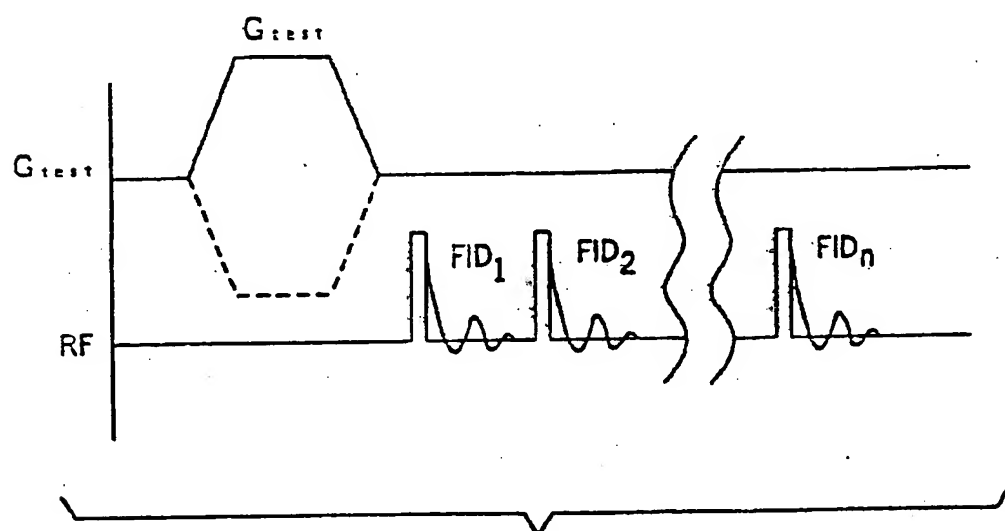


図面選択 図6





図面選択 図8



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**